

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

Filters for single slice helical image reconstruction in a computed tomography system

Patent Number: ☐ US5963614
Publication date: 1999-10-05
Inventor(s): SHEN YUN (JP); HU HUI (US)
Applicant(s): GEN ELECTRIC (US)
Requested Patent: ☐ DE19854471
Application Number: US19970977440 19971126
Priority Number(s): US19970977440 19971126
IPC Classification: A61B6/03
EC Classification: G06T5/20
Equivalents: CN1218935, IL127122, ☐ JP11226003

Abstract

Filtering algorithms which offer tradeoffs between slice profile widening and the noise and mAs, reduction are described. In one embodiment, the FWHM is adjusted based on the helical pitch to provide a constant reduction of noise. The percentage increase of FWHM is a function of helical pitch as described below in more detail. The amount of projection data used to reconstruct an image is fixed, independent of the helical pitch. In another embodiment, a roughly constant percentage increase of FWHM is maintained while the amount of reduction of mAs or noise decreases as helical pitch increases. The amount of projection data used to reconstruct an image is also a function of helical pitches. The above described filters provide that for various helical pitches, the filter maintains the same amount of mAs or noise reduction, or maintains the same percentage increase of FWHM. Such filters can be implemented without significantly increasing the processing time.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



18 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 198 54 471 A 1**

51 Int. Cl.⁶:
G 06 T 5/00
G 06 T 17/00
A 61 B 6/03
A 61 B 8/13

21 Aktenzeichen: 198 54 471.5
22 Anmeldetag: 25. 11. 98
43 Offenlegungstag: 27. 5. 99

DE 198 54 471 A 1

30 Unionspriorität:
977440 26. 11. 97 US
71 Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US
74 Vertreter:
Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner, 80336 München

72 Erfinder:
Hu, Hui, Waukesha, Wis., US; Shen, Yun, Hino,
Tokio/Tokyo, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

54 Filter für eine Einzelschnitt-Wendelbildrekonstruktion in einem Computer-Tomographie-System

57 Erfindungsgemäß sind Filteralgorithmen offenbart, die Kompromisse zwischen einer Schnittprofilerweiterung und der Rausch- und mAs-Verringerung bieten. Bei einem Ausführungsbeispiel wird die Halbwertsbreite beruhend auf dem Wendelabstand zur Ausbildung einer konstanten Verringerung des Rauschens eingestellt. Die prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite ist eine Funktion des Wendelabstands. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist unabhängig vom Wendelabstand fest. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel wird eine grob konstante prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite aufrechterhalten, während der Betrag der Verringerung von mAs oder des Rauschens sich mit der Erhöhung des Wendelabstands verringert. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist auch eine Funktion der Wendelabstände. Diese Filter erreichen für verschiedene Wendelabstände, daß das Filter den gleichen Betrag der mAs- oder Rauschverringerng aufrechterhält oder die gleiche prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite aufrechterhält. Diese Filter können ohne signifikante Erhöhung der Verarbeitungszeit implementiert werden.

DE 198 54 471 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft im allgemeinen eine Computer-Tomographie-(CT-)Abbildung und insbesondere eine Bildrekonstruktion unter Verwendung von durch ein CT-System bei einer Einzelschnitt-Wendelabtastung erhaltenen Daten.

Zumindest bei einem bekannten Einzelschnitt-CT-Systemaufbau projiziert eine Röntgenstrahlquelle einen fächerförmigen Strahl, der parallel gerichtet ist, daß er in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die im allgemeinen als Abbildungsebene bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl fällt durch ein abgebildetes Objekt, wie einen Patienten. Nachdem der Strahl durch das Objekt gedämpft wurde, trifft er auf ein Ein-Reihenarray von Strahlungserfassungseinrichtungen. Die Intensität der an dem Erfassungsarray empfangenen gedämpften Strahlung hängt von der Dämpfung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Erfassungselement des Arrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß der Strahldämpfung am Erfassungsort ist. Die Dämpfungsmaße von allen Erfassungseinrichtungen werden zur Erzeugung eines Übertragungsprofils separat erfaßt.

Bei bekannten CT-Systemen der dritten Generation drehen sich die Röntgenstrahlquelle und das Erfassungsarray mit einem Faßlager in der Abbildungsebene und um das abzubildende Objekt, so daß sich der Winkel, an dem der Röntgenstrahl das Objekt schneidet, konstant ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahldämpfungsmaßen, d. h. Projektionsdaten, von dem Erfassungsarray bei einem Faßlagerwinkel wird als "Ansicht" bezeichnet. Eine "Abtastung" des Objekts umfaßt einen Satz von Ansichten bei unterschiedlichen Faßlagerwinkeln während einer Umdrehung der Röntgenstrahlquelle und der Erfassungseinrichtung.

Bei einer axialen Abtastung werden die Projektionsdaten zur Ausbildung eines Bildes verarbeitet, das einem zweidimensionalen Schnitt durch das Objekt entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird in der Technik als gefiltertes Rückprojektionsverfahren bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden die Dämpfungsmaße von einer Abtastung in ganze Zahlen, sogenannte CT-Zahlen oder Hounsfield-Einheiten umgewandelt, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Bildelements auf einer Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung verwendet werden.

Zur Verringerung der Gesamtabtastzeit kann eine Wendelabtastung durchgeführt werden. Zur Durchführung einer Wendelabtastung wird der Patient bewegt, während die Daten für das vorgeschriebene Volumengebiet erfaßt werden. Ein derartiges System erzeugt eine einzelne Wendel aus einer Fächerstrahlwendelabtastung. Die durch den Fächerstrahl ausgebildete Wendel liefert Projektionsdaten, aus denen Bilder an jedem vorgeschriebenen Schritt rekonstruiert werden können.

Rekonstruktionsalgorithmen für die Wendelabtastung verwenden typischerweise Wendelgewichtungsalgorithmen, die die erhaltenen Daten als Funktion des Ansichtswinkels und des Erfassungskanalindex gewichten. Insbesondere werden die Daten vor der gefilterten Rückprojektion entsprechend einem Wendelgewichtungsfaktor gewichtet, der eine Funktion sowohl des Faßlagerwinkels als auch des Erfassungswinkels ist. Obwohl die bekannten Algorithmen kompakte Schnittprofile erzeugen, können einige erkennbaren Artefakte in dem rekonstruierten Bild erzeugt werden. Des weiteren resultieren diese Algorithmen in einer Erhöhung der Gesamtstrahlungsdosis für den Patienten und/oder des Rauschens in den rekonstruierten Bildern.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren auszugestalten, das einen wählbaren Kompromiß bezüglich des kompakten Schnittprofils für verringerte Artefakte, Rauschen und Patientendosis liefert. Des weiteren sollte ein flexibler Algorithmus ausgestaltet werden, so daß er bei verschiedenen Wendelabständen entweder die gleiche Menge von mAs oder Rauschverringerung oder die gleiche prozentuale Erhöhung der Bildhalbwertsbreite (FWHM) beibehält. Ferner sollte auch ein Algorithmus ausgestaltet werden, der die Durchführung dieser Aufgaben ohne signifikante Erhöhung der Verarbeitungszeit erleichtert.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe in einem CT-System gelöst, das zur Durchführung einer Einzelschnitt-Wendelabtastung konfiguriert ist und einen Projektionsbereich-z-Filteralgorithmus enthält, der einen modifizierten Gewichtungsfaktor erzeugt. Insbesondere wird bei der Erzeugung des modifizierten Gewichtungsfaktors ein Wendelrekonstruktionsalgorithmus-Gewichtungsfaktor in der Ansichtwinkelrichtung verschoben und zur Erzeugung des modifizierten Gewichtungsfaktors gemittelt. Beispiele von Bildrekonstruktionsalgorithmen, die bei der Rekonstruktion eines Bildes aus Daten angewendet werden können, die bei einer Wendelabtastung erhalten werden, sind bei Crawford und King, "Computed Tomography Scanning With Simultaneous Patient Translation", Med. Phys. 17(6), 967-982, 1990, beschrieben.

Bei einem Ausführungsbeispiel wird der Wendelgewichtungsfaktor gemäß dem Faßlagerwinkel (β), dem Erfassungswinkel (γ) und einem Filterkern ($h(i)$) entsprechend folgender Gleichung modifiziert:

$$W_f(\beta, \gamma) = \sum_{i=-n}^{i=n} h(i) W(\beta - i\Delta\beta, \gamma)$$

wobei

γ der Erfassungswinkel,

β der Faßlagerwinkel,

$W(\beta, \gamma)$ der durch den Wendelrekonstruktionsalgorithmus erzeugte ursprüngliche Gewichtungskoeffizient,

$\Delta\beta$ die Verschiebung entlang der Ansichtwinkelrichtung und

$h(i)$ die bei der i-ten verschobenen Version angewendete Gewichtung ist.

Der Filterkern ($h(i)$) kann wie nachstehend beschrieben zur Ausbildung einer Bildglättung, d. h. zur Verringerung des Rauschens und von Bildartefakten, oder zur Erhöhung der Bildschärfe ausgewählt werden. Der modifizierte Gewichtungsfaktor ist somit eine verschobene und gewichtete Durchschnittsversion des ursprünglichen Gewichtungsfaktors.

Die Bildhalbwertsbreite (FWHM) kann beruhend auf dem Wendelabstand zur Ausbildung einer konstanten Verringerung des Rauschens eingestellt werden. Die prozentuale Erhöhung von FWHM ist eine Funktion des Wendelabstands,

wie es nachstehend näher beschrieben ist. Die Menge der bei der Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Projektionsdaten ist unabhängig vom Wendelabstand fest. Alternativ dazu wird eine grob konstante prozentuale Erhöhung von FWHM aufrechterhalten, während der Betrag der Verringerung von mAs oder des Rauschens sich mit der Erhöhung des Wendelabstands verringert. Bei dieser Alternative ist die bei der Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge auch eine Funktion der Wendelabstände.

Die vorstehend beschriebenen Filter erreichen dies für verschiedene Wendelabstände: das Filter hält die gleiche Menge bzw. den gleichen Betrag von mAs oder der Rauschverringerung aufrecht, oder hält die gleiche prozentuale Erhöhung von FWHM aufrecht. Diese Filter erleichtern auch die Verringerung von Artefakten und erhöhen die Verarbeitungszeit nicht wesentlich.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die beiliegende Zeichnung näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine bildliche Darstellung eines CT-Abbildungssystems,

Fig. 2 ein schematisches Blockschaltbild des in Fig. 1 dargestellten Systems,

Fig. 3 eine graphische Darstellung der prozentualen Erhöhung von FWHM bezüglich des Wendelabstands entsprechend einem Ausführungsbeispiel und

Fig. 4 eine graphische Darstellung des Wendelabstands bezüglich einer prozentualen Verringerung in mAs entsprechend einem anderen Ausführungsbeispiel.

In den Fig. 1 und 2 ist ein Einzelschnitt-Computer-Tomographie-(CT-)Abbildungssystem 10 gezeigt, das ein Faßlager 12 aufweist, das eine CT-Abtasteinrichtung der dritten Generation darstellt. Das Faßlager 12 weist eine Röntgenstrahlquelle 14 auf, die Röntgenstrahlen 16 in Richtung eines Erfassungsarrays 18 auf der entgegengesetzten Seite des Faßlagers 12 projiziert. Das Erfassungsarray 18 wird durch eine Reihe von Erfassungselementen 20 gebildet, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch einen medizinischen Patienten 22 hindurchfallen. Jedes Erfassungselement 20 erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und somit die Dämpfung des Strahls darstellt, wenn er durch den Patienten 22 hindurchfällt. Während einer Abtastung zur Erfassung von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich das Faßlager 12 und die daran angebrachten Komponenten um einen Drehmittelpunkt 24.

Die Drehung des Faßlagers 12 und der Betrieb der Röntgenstrahlquelle 14 werden durch eine Steuereinrichtung 26 des CT-Systems 10 gesteuert. Die Steuereinrichtung 26 enthält eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung 28, die die Röntgenstrahlquelle 14 mit Energie und Zeitsignalen versorgt, und eine Faßlagermotorsteuereinrichtung 30, die die Drehgeschwindigkeit und Position des Faßlagers 12 steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) 32 in der Steuereinrichtung 26 tastet analoge Daten von den Erfassungselementen 20 ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung 34 empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgenstrahlstrahlstrahlen von dem Datenerfassungssystem 32 und führt eine Bildrekonstruktion mit hoher Geschwindigkeit durch. Das rekonstruierte Bild wird einem Computer 36 als Eingangssignal zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung 38 speichert.

Der Computer 36 empfängt auch Befehle und Abtastparameter von einem Bediener über eine Konsole 40, die eine Tastatur aufweist. Eine assoziierte Anzeigeeinrichtung 32 ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer 36 zu überwachen. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden vom Computer 36 zur Ausbildung von Steuersignalen und Informationen für das Datenerfassungssystem 32, die Röntgenstrahlsteuereinrichtung 28 und die Faßlagermotorsteuereinrichtung 30 verwendet. Außerdem bedient der Computer 36 eine Tischmotorsteuereinrichtung 44, die einen motorisierten Tisch 46 zur Positionierung des Patienten 22 im Faßlager 12 steuert. Insbesondere bewegt der Tisch 46 Abschnitte des Patienten 22 durch eine Faßlageröffnung 48.

Die bekannten Wendelrekonstruktionsalgorithmen können im allgemeinen in Wendelextrapolations-(HE-) oder Wendelinterpolations-(HI-)Algorithmen eingeteilt werden. Diese Algorithmen wenden typischerweise einen Gewichtungsfaktor bei den Projektionsdaten zur Rekonstruktion eines Bildes an. Dieser Gewichtungsfaktor beruht im allgemeinen sowohl auf dem Fächerwinkel als auch dem Ansichtswinkel.

Jedes mittels eines Wendelrekonstruktionsalgorithmus erzeugte Bild entspricht, wie es vorstehend beschrieben ist, einem zweidimensionalen Schnitt durch den Patienten 22. Jedes Bild enthält typischerweise während nur einer Drehung des Faßlagers 12 erfaßte Projektionsdaten, oder Daten aus 2π . Wie es vorstehend beschrieben ist, können derartige erzeugte Bilder Artefakte und Rauschen insbesondere am Beginn und am Ende einer Drehung d. h. bei $\beta=0$ oder $\beta=2\pi$ aufweisen.

Die folgende Beschreibung von Filteralgorithmen und der Bildqualität nimmt manchmal insbesondere auf Projektionsdaten Bezug. Die Filteralgorithmen sind allerdings nicht auf die Ausübung in Verbindung mit derartigen Projektionsdaten beschränkt und können auch mit Bilddaten angewendet werden. Des weiteren sind die Algorithmen nicht auf besondere Wendelbildrekonstruktionsalgorithmen ausgerichtet. Vielmehr können die Filteralgorithmen in Verbindung mit vielen verschiedenen Arten von Wendelrekonstruktionsalgorithmen verwendet werden. Ferner ist die Filterung bei einem Ausführungsbeispiel im Computer 36 implementiert, der beispielsweise in der Massenspeichereinrichtung 38 gespeicherte Daten verarbeitet. Es sind aber auch viele andere alternative Implementationen möglich.

Bei einem bestimmten Beispiel enthält ein in einem Einzchnitt-System mit einer Reihe von Erfassungseinrichtungen bei Projektionsdaten während einer Rekonstruktion anzuwendender Wendelrekonstruktionsalgorithmus einen Gewichtungsfaktor $W(\beta, \gamma)$ gemäß jedem Faßlagerwinkel β und Erfassungswinkel γ . Erfindungsgemäß lautet der modifizierte Gewichtungsfaktor $W_f(\beta, \gamma)$:

$$W_f(\beta, \gamma) = \sum_{i=-n}^{i=n} h(i) W(\beta - i\Delta\beta, \gamma)$$

wobei

γ der Erfassungswinkel,

β der Faßlagerwinkel,

$W(\beta, \gamma)$ der Gewichtungskoeffizient, angewendet bei oder gemäß einem Wendelrekonstruktionsalgorithmus,

$\Delta\beta$ die Verschiebung entlang der Ansichtwinkelrichtung und

- 5 $h(i)$ die bei der i-ten verschobenen Version angewandte Gewichtung ist.

Der modifizierte Gewichtungsfaktor $W_f(\beta, \gamma)$ ist eine verschobene und gewichtete Durchschnittsversion der Wendelgewichtungsfunktion. Die Kernlänge beträgt $2n+1$ Terme. In den meisten Fällen reicht $n=1$ bzw. 3 Terme aus. Der modifizierte Gewichtungsfaktor $W_f(\beta, \gamma)$ wird bei den Projektionsdaten zur Erzeugung von bezüglich z gemittelten Schnitten angewendet. Daten aus mehr als einer Umdrehung, d. h. aus mehr als 2π , werden zur Erzeugung der z-gemittelten

- 10 Schnitte verwendet. Durch die Verwendung von Daten aus mehr als einer Umdrehung können Diskontinuitäten ohne wesentliche Erhöhung der Schnittbreite geglättet werden.

Bei einer bekannten Einzelschnitt-Wendelrekonstruktion werden die Schnittprofile und das Bildrauschen rekonstruierter Bilder primär durch eine Röntgenstrahlkollimation, die Patientenzufuhrgeschwindigkeit, das Röntgenröhrenaussgangssignal und die Gewichtungsfunktion $W(\beta, \gamma)$ bestimmt. Erfindungsgemäß wirkt sich zusätzlich der Filterkern $h(i)$ auch auf die Schnittprofile und das Bildrauschen aus. Ist der Filterkern $h(i)$ gleich (1,1,1), werden die Bildartefakte und das Rauschen verringert, d. h. das Bild wird geglättet. Demnach können durch die Auswahl des Filterkerns $h(i)$ Kompromisse zwischen dem Schnittprofil und dem Bildrauschen geschlossen werden.

- 15 Die Profilbreite des resultierenden z-gemittelten Schnitts bezieht sich sowohl auf das intrinsische Schnittprofil, d. h. das ursprüngliche Schnittprofil ohne eine z-Filterung, als auch auf den Filterkern. Der Bereich des Filterkerns wird durch $2n\Delta\beta$ dargestellt. Die genaue Form des Profils des resultierenden Schnitts wird auch durch den Kern $h(i)$ beeinflusst. Demnach kann gegenüber bekannten Algorithmen die resultierende Schnittprofilbreite breiter als die intrinsische Schnittprofilbreite sein. Daher wird das Bildrauschen reduziert. Außerdem wird angenommen, daß das für eine zufriedenstellende Bilderzeugung erforderliche Röntgenröhrenaussgangssignal verringert werden kann.

- 20 Gemäß einem Ausführungsbeispiel wird FWHM beruhend auf dem Wendelabstand zur Ausbildung einer konstanten Verringerung des Rauschens eingestellt. Insbesondere ist die prozentuale Erhöhung von FWHM eine Funktion des Wendelabstands, wie es in Tabelle I dargestellt ist. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist unabhängig vom Wendelabstand fest.

Tabelle I

Wendelabstand	FWHM bei HE (bzgl. Kollima- tion normali- siert)	FWHM bei Wendel +(normalisiert bzgl. FWHM bei HE)	# der Drehung
30			
35	0,25	1,00	1,6
	0,50	1,00	1,6
40	0,75	1,02	1,6
	1,00	1,10	1,6
45	1,25	1,22	1,6
	1,50	1,33	1,6
50	1,75	1,43	1,6
	2,00	1,50	1,6
	2,25	1,53	1,6
55	2,50	1,55	1,6
	2,75	1,56	1,6
60	3,00	1,57	1,6

Die prozentuale Erhöhung von FWHM (relativ zu der der HE-Rekonstruktion des entsprechenden Abstands) ist in der dritten Spalte von Tabelle I aufgelistet und in Fig. 3 als Funktion des Wendelabstands aufgetragen.

- 65 Die prozentuale Erhöhung in FWHM steht im Verhältnis zu der FWHM der HE-Rekonstruktion bei dem entsprechenden Wendelabstand und der entsprechenden Kollimation, wie es in Fig. 3 und in Tabelle I gezeigt ist. Beispielsweise wird bei einer 5 mm-Kollimation und bei einer 1:1-Wendelabstand-CT eine 37%ige Verringerung von mAs bei einer 10%igen Erweiterung von FWHM (von 5 mm auf 5,5 mm) erreicht. Allerdings wird bei einer 1,5:1-Wendelabstand-CT der gleiche Betrag der Verringerung in mAs mit einer 33%igen Erweiterung von FWHM (von 5,45 mm auf 7,25 mm) er-

DE 198 54 471 A 1

reicht. Bei diesem Beispiel werden Projektionsdaten aus einer 1,6-Drehung zur Rekonstruktion eines Bildes unabhängig vom Wendelabstand verwendet.

Gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel wird eine grob konstante prozentuale Erhöhung von FWHM aufrechterhalten, während sich der Betrag der Verringerung von mAs oder des Rauschens mit der Erhöhung des Wendelabstands verringert. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist auch eine Funktion der Wendelabstände.

Beispielsweise ist die mAs-Verringerung für das Filter zum Aufrechterhalten einer groben 10%igen Erhöhung von FWHM bei einem Wendelabstand von 1 : 3 in der vierten Spalte der Tabelle II aufgelistet und in Fig. 4 als Funktion der Wendelabstände aufgetragen. Die Veränderungen von FWHM und die zur Rekonstruktion eines Bildes erforderliche Projektionsdatenmenge sind auch in der dritten und fünften Spalte der Tabelle II aufgetragen.

Tabelle II

Wendel- abstand	FWHM bei HE (bzgl. Kol- limation normali- siert	FWHM bei Wendel+ (normali- siert bzgl. FWHM bei HE)	prozentuale Verring- erung von mAs	# der Dre- hung
0,50	1,00	1,00	0,49	1,81
1,00	1,00	1,101	0,37	1,60
1,25	1,03	1,128	0,28	1,48
1,50	1,09	1,125	0,21	1,39
1,75	1,17	1,118	0,17	1,34
2,00	1,27	1,118	0,16	1,32
3,00	1,75	1,12	0,15	1,31

Das Filter ist eine Funktion des Wendelabstands, die durch eine Kurvenanpassung bezüglich eines Satzes vordefinierter Punkte angenähert werden kann. Diese Punkte sind in Tabelle III aufgelistet, und die Funktion ist:

$$\Delta\beta = 2\pi (a_0 + a_1 p + a_2 p^2 + a_3 p^3 + a_4 p^4 + a_5 p^5)$$

wobei $\Delta\beta$ die Winkelverschiebung, p der Wendelabstand und a ein aus der Kurvenanpassung hergeleiteter Koeffizientensatz ist. Die Werte für a sind in Tabelle IV gegeben. Ein einfacher Drei-Punkt-Kern ($h=[1,1,1]$) reicht zur Kurvenanpassung aus. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge kann als $1+2 \cdot \Delta\beta/2\pi$ -Drehung berechnet werden, die auch eine Funktion der Wendelabstände darstellt.

Tabelle III

Wendelabstand	0,30	0,70	1,00	1,25	1,50	1,75	2,00	2,50	3,00
$\Delta\beta/2\pi$	0,40	0,37	0,30	0,24	0,19	0,17	0,16	0,16	0,16
FWHM bei Wen- del+(normali- siert bzgl. FWHM bei HE)	1,00	1,02	1,10	1,12	1,12	1,12	1,12	1,12	1,12

Tabelle IV

α_0	0,24922
α_1	0,90792
α_2	-1,63913
α_3	1,034665
α_4	-0,28467
α_5	0,029039

Die vorstehend beschriebenen Filter liefern für verschiedene Wendelabstände, daß das Filter die gleiche Menge an

mAs oder Rauschverringern aufrechterhält, oder die gleiche prozentuale Erhöhung von FWHM aufrechterhält. Derartige Filter können ohne signifikante Erhöhung der Verarbeitungszeit implementiert werden.

Erfindungsgemäß sind Filteralgorithmen offenbart, die Kompromisse zwischen einer Schnittprofilerweiterung und der Rausch- und mAs-Verringerung bieten. Bei einem Ausführungsbeispiel wird die Halbwertsbreite beruhend auf dem Wendelabstand zur Ausbildung einer konstanten Verringerung des Rauschens eingestellt. Die prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite ist eine Funktion des Wendelabstands. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist unabhängig vom Wendelabstand fest. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel wird eine grob konstante prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite aufrechterhalten, während der Betrag der Verringerung von mAs oder des Rauschens sich mit der Erhöhung des Wendelabstands verringert. Die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge ist auch eine Funktion der Wendelabstände. Diese Filter erreichen für verschiedene Wendelabstände, daß das Filter den gleichen Betrag der mAs- oder Rauschverringern aufrechterhält, oder die gleiche prozentuale Erhöhung der Halbwertsbreite aufrechterhält. Diese Filter können ohne signifikante Erhöhung der Verarbeitungszeit implementiert werden.

Patentansprüche

1. System (10) zur Erzeugung eines Tomographiebildes eines Objekts (22) unter Verwendung von aus einer einzelnen Erfassungsreihe bei einer Wendelabtastung erfaßten Daten, mit einer Verarbeitungseinrichtung (36) zur Erzeugung eines Wendelgewichtungsfaktors, zur Erzeugung eines modifizierten Gewichtungsfaktors auf der Grundlage des erzeugten Wendelgewichtungsfaktors, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor $W_f(\beta, \gamma)$ gegeben ist durch

$$W_f(\beta, \gamma) = \sum_{i=-n}^{i=n} h(i) W(\beta - i\Delta\beta, \gamma)$$

wobei
 γ der Erfassungswinkel,
 β der Faßlagerwinkel,
 $W(\beta, \gamma)$ der Wendelgewichtungskoeffizient,
 $\Delta\beta$ die Verschiebung entlang der Ansichtwinkelrichtung und
 $h(i)$ die bei der i-ten verschobenen Version angewendete Gewichtung ist, und
 wobei eine im wesentlichen konstante Verringerung des Rauschens ausgebildet wird und die Bildhalbwertsbreite eine Funktion des Wendelabstands ist, und
 zur Anwendung des modifizierten Gewichtungsfaktors bei den Daten.
 2. System nach Anspruch 1, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor bei Projektionsdaten angewendet wird.
 3. System nach Anspruch 1, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor bei Bilddaten angewendet wird.
 4. System (10) zur Erzeugung eines Tomographiebildes eines Objekts (22) unter Verwendung von aus einer einzelnen Erfassungsreihe bei einer Wendelabtastung erfaßten Daten, mit einer Verarbeitungseinrichtung (36) zur Erzeugung eines Wendelgewichtungsfaktors, zur Erzeugung eines modifizierten Gewichtungsfaktors auf der Grundlage des erzeugten Wendelgewichtungsfaktors, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor $W_f(\beta, \gamma)$ gegeben ist durch

$$W_f(\beta, \gamma) = \sum_{i=-n}^{i=n} h(i) W(\beta - i\Delta\beta, \gamma)$$

wobei
 γ der Erfassungswinkel,
 β der Faßlagerwinkel,
 $W(\beta, \gamma)$ der Wendelgewichtungskoeffizient,
 $\Delta\beta$ die Verschiebung entlang der Ansichtwinkelrichtung und
 $h(i)$ die bei der i-ten verschobenen Version angewendete Gewichtung ist, und
 wobei eine konstante prozentuale Erhöhung der Bildhalbwertsbreite aufrechterhalten wird und sich ein Betrag der Rauschverringern mit der Erhöhung des Wendelabstands verringert und
 zur Anwendung des modifizierten Gewichtungsfaktors bei den Daten.
 5. System nach Anspruch 4, wobei eine zur Rekonstruktion eines Bildes verwendete Projektionsdatenmenge eine Funktion des Wendelabstands ist.
 6. System nach Anspruch 4, wobei eine konstante prozentuale Erhöhung der Bildhalbwertsbreite durch Anpassung eines Filters als Funktion des Wendelabstands aufrechterhalten wird, wobei die Funktion gegeben ist durch:

$$\Delta\beta = 2\pi (a_0 + a_1 p + a_2 p^2 + a_3 p^3 + a_4 p^4 + a_5 p^5)$$

wobei $\Delta\beta$ die Winkelverschiebung, p der Wendelabstand und a ein aus einer Kurvenanpassung hergeleiteter Koeffizientensatz ist.
 7. System nach Anspruch 4, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor bei Projektionsdaten angewendet wird.

DE 198 54 471 A 1

8. System nach Anspruch 4, wobei der modifizierte Gewichtungsfaktor bei Bilddaten angewendet wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

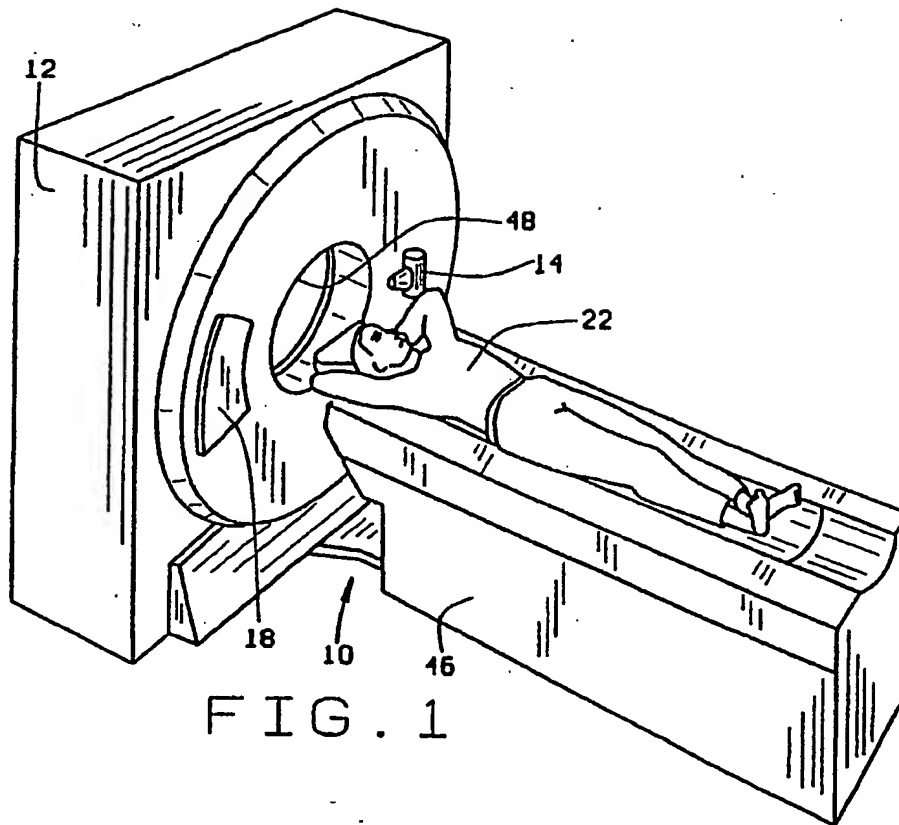


FIG. 1

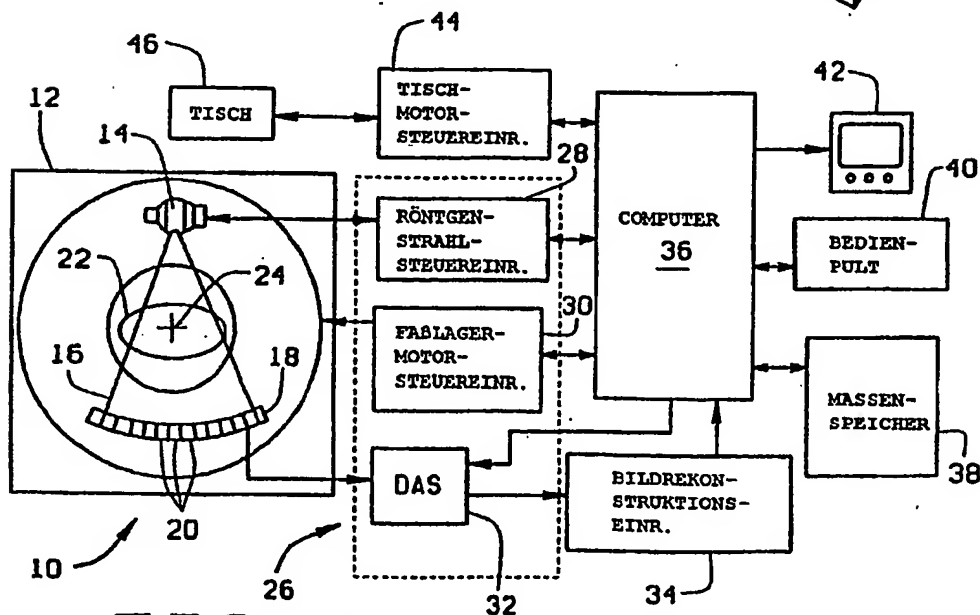


FIG. 2

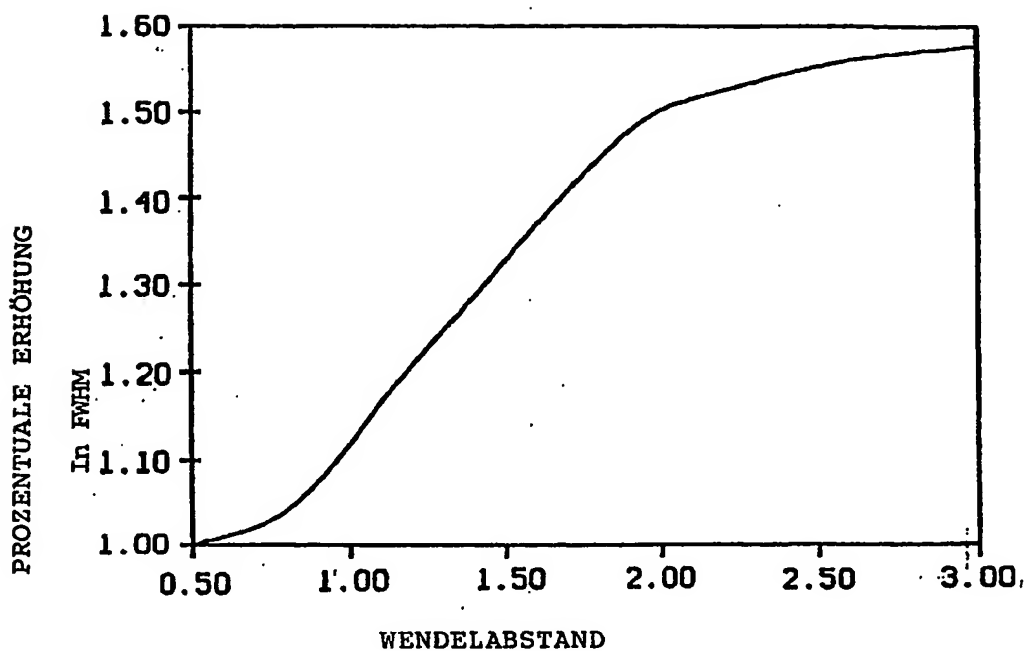


FIG. 3

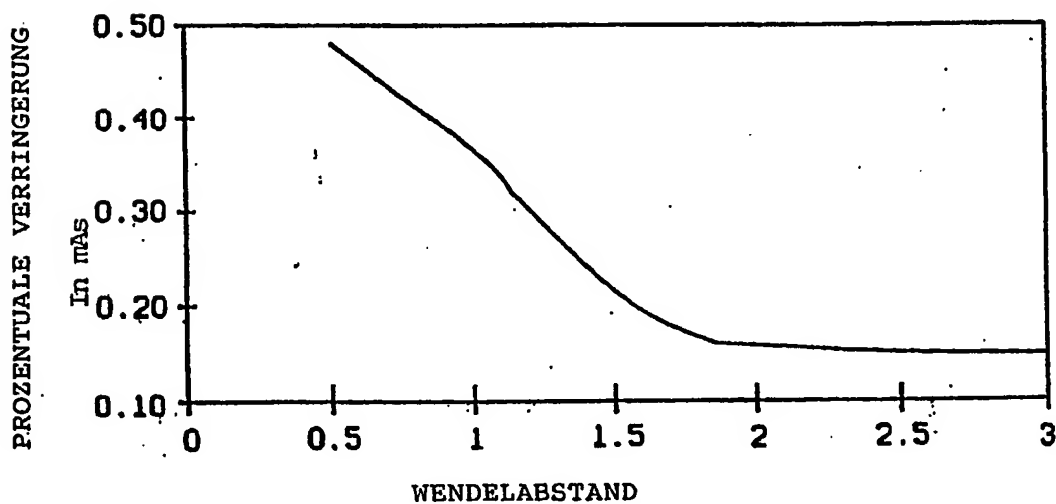


FIG. 4